



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

Numéro de publication:

**0 150 634
B1**

FASCICULE DE BREVET EUROPEEN

Date de publication du fascicule du brevet:
01.06.88

Int. Cl.⁴: **G 10 K 11/32, G 10 K 11/34**

Numéro de dépôt: **84402043.8**

Date de dépôt: **11.10.84**

Sonde pour l'échographie ultrasonore comportant une mosaïque d'éléments définissant une surface convexe.

Priorité: **18.10.83 FR 8316550**

Titulaire: **CGR ULTRASONIC, 9, Chaussée de Paris,
F-77102 Villenoy-les-Meaux (FR)**

Date de publication de la demande:
07.08.85 Bulletin 85/32

Inventeur: **Bele, Robert, THOMSON-CSF SCPI 173, bld
Haussmann, F-75379 Paris Cedex 08 (FR)**

Mention de la délivrance du brevet:
01.06.88 Bulletin 88/22

Mandataire: **Grynwald, Albert et al, THOMSON-CSF
SCPI 19, avenue de Messine, F-75008 Paris (FR)**

Etats contractants désignés:
AT BE DE GB IT NL SE

Documents cités:
**EP - A - 0 041 664
FR - A - 2 367 289
FR - A - 2 485 858
GB - A - 2 052 928
US - A - 4 203 162**

EP 0 150 634 B1

Il est rappelé que: Dans un délai de neuf mois à compter de la date de publication de la mention de la délivrance du brevet européen toute personne peut faire opposition au brevet européen délivré, auprès de l'Office européen des brevets. L'opposition doit être formée par écrit et motivée. Elle n'est réputée formée qu'après paiement de la taxe d'opposition (Art. 99(1) Convention sur le brevet européen).

Description

L'invention concerne un nouveau type de sonde d'échographie statique ainsi que le procédé de fabrication de cette sonde. L'invention a également pour objet un appareil d'échographie incorporant une telle sonde.

Les sondes d'échographie les plus utilisées à ce jour sont les sondes à balayage sectoriel, c'est-à-dire comportant soit un équipement mobile oscillant soit plusieurs transducteurs montés sur une roue et commutés à leur passage devant une fenêtre d'émission. Les qualités de ces sondes sont leur rapidité d'acquisition et leur simplicité de principe qui se traduit par des moyens de traitement de signal relativement simples et peu coûteux. La surface de couplage est relativement faible, ce qui permet de disposer la sonde entre deux côtes du patient pour les observations cardiaques. En revanche, la durée de vie de ces sondes est limitée.

Les systèmes utilisant les barrettes linéaires d'éléments transducteurs sont essentiellement réservées à l'observation des régions abdominales, en raison des dimensions importantes de la sonde. Dans ces systèmes, les éléments (ou des groupes d'éléments) sont commutés successivement pour provoquer un balayage perpendiculaire à la rangée d'éléments. On a utilisé la technologie des sondes à barrette linéaire pour les observations de la cage thoracique, en réduisant la surface de couplage de la sonde et en distribuant des retards (à l'émission comme à la réception) entre les éléments transducteurs de la barrette pour reconstituer un balayage sectoriel, c'est-à-dire pour émettre et recevoir suivant des directions convergentes s'inscrivant dans un éventail de balayage. Cette technologie connue sous le nom de «Phased Array» aboutit à une sonde statique dont la surface de couplage ne fait plus que 20 mm de côté. Cependant l'électronique de traitement est très coûteuse. En effet, les retards à réaliser (par des lignes à retard, à la réception au moins) peuvent atteindre 10 microsecondes et un contrôle acceptable de la directivité n'est possible que si ces retards sont maîtrisés avec une tolérance de 10 nanosecondes. Or, pour l'instant, une telle précision n'est obtenue que pour des retards de 2 à 3 microsecondes au maximum. Pour résoudre ce problème on peut faire un changement de fréquence puis convertir les signaux reçus en informations numériques et appliquer des lois de retards prédéterminées sur les informations numériques. Les circuits électroniques réalisant le changement de fréquence représentent une part importante du prix de l'équipement.

Par ailleurs, on connaît un type de sonde à transducteur en anneaux dans lequel, le faisceau est engendré par un groupe d'éléments transducteurs en forme d'anneaux concentriques. Cet agencement a l'avantage d'un «diagramme d'antenne» en fonction de Bessel (18dB d'atténuation des lobes secondaires par rapport au lobe principal). On a même proposé de reconstituer de tels anneaux à partir d'un réseau plan d'éléments transducteurs, pour provoquer des déplacements

de ces anneaux permettant un balayage de tir d'ultrasons selon une direction prédéterminée. Ceci a l'inconvénient de créer des sondes chères et encombrantes (comme les barrettes linéaires). En outre, le couplage est médiocre. On connaît ainsi, par la demande de brevet Français n° 76 30476, publiée sous le numéro FR-A-2 367 289, une telle mosaïque d'éléments transducteurs.

L'invention vise en premier lieu une structure de sonde statique assurant, en toutes circonstances, un excellent couplage des éléments transducteurs avec le corps du patient, avec une surface de couplage réduite pour, notamment, examiner l'intérieur de la cage thoracique (en passant entre les côtes) et avec laquelle on puisse réaliser un balayage sectoriel, au moins en partie par déplacement des anneaux.

Dans ce but, l'invention concerne donc une sonde d'échographie à usage médical comportant une mosaïque d'éléments transducteurs recouvrant au moins une partie d'une surface de couplage caractérisée en ce que cette surface est convexe.

Par rapport, au système décrit ci-dessus et connu sous le nom de «Phased Array», la sonde selon l'invention a notamment l'avantage de générer le balayage sectoriel essentiellement par commutations d'éléments transducteurs et non exclusivement par des lois de retards. Le couplage est de plus bien meilleur et les lobes secondaires sont atténués de 18dB si une configuration d'anneaux est adoptée. Comme on le verra plus loin, il est aussi prévu selon l'invention, de procéder à plusieurs séquences d'émission-réception pour chaque position des anneaux, en définissant un nombre limité de microangulations, grâce à des lois de retard appropriées entre les éléments des anneaux. Cependant, dans ce cas, les retards mis en jeu sont beaucoup plus faibles et donc technologiquement plus faciles à réaliser par des lignes à retard, avec la précision requise.

L'invention concerne également un procédé de fabrication d'une sonde d'échographie caractérisé en ce qu'il consiste:

- à mouler un support isolant à la surface interne d'un matériau piézo-électrique présentant une surface externe convexe,

- à découper des tranches de largeur sensiblement constante dans l'ensemble formé par ledit bloc de matériau piézo-électrique et le support isolant,

- à couper partiellement lesdites tranches à intervalles réguliers suivant des directions perpendiculaires à leurs surfaces courbes convexes, en sectionnant à chaque fois la totalité dudit matériau piézo-électrique de façon à définir une rangée courbe d'éléments transducteurs individualisés dans chaque tranche,

- à fixer de chaque côté de chaque tranche un circuit imprimé comportant autant de conducteurs individualisés qu'il y a d'éléments transducteurs dans ladite tranche de façon que chaque conducteur soit en contact avec un flanc d'élément transducteur, et

— à réunir et fixer côte à côte lesdites tranches dans un ordre propre à reconstituer une mosaïque d'éléments transducteurs répartis sur une surface convexe.

L'invention concerne également une variante de ce procédé selon laquelle on individualise des tranches de matériau piézo-électrique courbes avant de mouler un support isolant à la surface interne concave de chaque tranche.

L'invention concerne enfin un appareil d'échographie du type médical comportant une sonde à transducteurs fixes, répartis en une mosaïque d'éléments transducteurs définissant une surface de couplage caractérisé en ce que cette surface est convexe, et en ce qu'il comporte en outre des moyens de commutation pour regrouper sélectivement des éléments transducteurs en une configuration définissant approximativement des anneaux centrés sur un axe de tir et pour déplacer la dite configuration suivant un balayage angulaire alternatif de cet axe et des premiers moyens pour associer une première loi de retards aux différents anneaux.

Cette première loi de retards, appliquée aux anneaux, permet de définir les caractéristiques focales d'un tir (focalisation dynamique valable à l'émission comme à la réception). Pour augmenter le nombre de lignes de l'image reconstituée, l'appareil d'échographie comporte avantageusement des seconds moyens pour associer des lois de retards supplémentaires aux différents éléments transducteurs de chaque anneau. Ces lois de retards supplémentaires qui concernent des éléments d'un même anneau mettent en jeu des retards plus faibles que la première loi, ce sont elles qui déterminent les microangulations de part et d'autre de la normale à la surface de couplage passant par le centre de la configuration d'anneaux. En d'autres termes, si la première loi est seule appliquée aux anneaux, le tir se fait suivant cette normale et les lois de retards supplémentaires déterminent à chaque tir une microangulation donnée par rapport à cette normale. Chaque position possible de la configuration d'anneaux peut donc donner lieu à plusieurs tir et donc à plusieurs lignes de l'image reconstituée.

L'invention sera mieux comprise et d'autres avantages de celle-ci apparaîtront mieux à la lumière de la description qui va suivre d'une sonde, d'un procédé de fabrication de cette sonde et d'un appareil d'échographie incorporant la sonde, donnée uniquement à titre d'exemple et faite en référence aux annexés dans lesquels:

— la figure 1 représente une sonde conforme à l'invention;

— les figures 2a à 2e illustrent des étapes du procédé de fabrication d'une telle sonde;

— la figure 3 est une vue de dessus de la configuration d'anneaux assujettis à se déplacer à la surface de la sonde de la figure 1 et;

— la figure 4 est un schéma bloc d'un appareil d'échographie fonctionnant avec la sonde de la figure 1.

On a représenté en figure 1 la partie extrême d'une sonde d'échographie 11 selon l'invention,

dont la surface de couplage 12 (c'est-à-dire la surface destinée à être mise en contact avec le sujet à examiner) est convexe et constituée en partie d'une mosaïque d'éléments transducteurs 13. Selon l'exemple, la forme générale de la surface de couplage est une calotte sphérique car c'est l'une des formes qui convient le mieux pour réaliser un bon couplage entre la sonde et le patient. Cependant, d'autres formes voisines pourraient convenir, comme par exemple des paraboloïdes ou ellipsoïdes de révolution. On peut aussi envisager une surface convexe cylindrique puisque l'un des modes d'utilisation préféré de la sonde (lequel sera décrit plus loin) consiste à sélectionner et à commuter les éléments transducteurs de façon à déplacer une configuration approximativement en anneaux concentriques d'un côté à l'autre de la sonde. Une surface cylindrique pourvue d'une bande de mosaïque de largeur égale au diamètre du plus grand anneau pourrait donc convenir.

Pour la même raison les modes de réalisation en calotte sphérique, paraboloïde ou ellipsoïde, ne sont pas nécessairement pourvus d'une mosaïque sur toute leur surface de couplage, une bande de mosaïque suffit pour le type d'utilisation faisant appel à un balayage d'anneaux.

Structurellement, la sonde peut être constituée de l'assemblage côte à côte de tranches comportant chacune une rangée courbe d'éléments transducteurs, lesdites tranches ayant des rayons de courbure moyens différents.

La figure 2 illustre une façon de réaliser une telle sonde. On peut partir avantageusement d'un bloc de matériau piézo-électrique en forme de calotte sphérique 14 (figure 2a) puisque de telles formes sont d'utilisation courante dans la technique des ultrasons, pour des systèmes différents. Un support isolant 15 est moulé contre la face concave de la calotte sphérique 14 (figure 2b); les techniques de moulage de ces supports sont bien connues de l'homme du métier. Des tranches 17 sont ensuite découpées parallèlement les unes aux autres dans une bande médiane de la calotte sphérique (figure 2c) à l'aide, par exemple, d'une scie très fine 18. Ces tranches ont donc des rayons de courbure moyens différents. Une fois les tranches individualisées, on les sectionne partiellement à intervalles réguliers (figure 2d) suivant des directions perpendiculaires à leur surface courbe convexe. La scie 19 est donc réglée pour sectionner à chaque fois la totalité du matériau piézo-électrique (en entaillant légèrement le support isolant) de façon à définir une rangée courbe d'éléments transducteurs 13 individualisés, dans chaque tranche. Parallèlement, on fabrique des circuits imprimés 20 (figure 2e) comportant autant de conducteurs 21 individualisés que les tranches comportent d'éléments transducteurs. On fixe ensuite deux circuits imprimés de ce genre (par exemple par collage) de chaque côté de chaque tranche, de façon que chaque conducteur 21 soit en contact avec un flanc d'un élément transducteur 13. On réunit ensuite lesdites tranches dans le même ordre que pour le découpage (c'est-à-dire pour reconstituer une mosaïque d'éléments

transducteurs répartis sur une surface convexe relativement régulière) et on les fixe côte à côte, par exemple par collage.

A ce stade de la fabrication de la sonde, on dispose donc d'autant de paires de conducteurs électriques que d'éléments transducteurs individualisés. Dans le cas où on veut organiser un balayage d'anneaux, il est à noter que les lois de retards applicables sont les mêmes pour les éléments transducteurs symétriques par rapport à un plan de symétrie de la surface de couplage perpendiculaire à celle-ci et dans lequel s'inscrit la trajectoire désirée du centre de la configuration d'anneaux. Par conséquent, les conducteurs reliés aux éléments transducteurs symétriques par rapport à ce plan peuvent avantageusement être branchés en parallèle ou en série (de préférence directement à l'intérieur de la tête de la sonde) ce qui réduit de moitié le nombre de fils à connecter à l'unité électronique de traitement des signaux.

La figure 3 représente une configuration possible à trois anneaux concentriques 26, 27 et 28 (plus la partie centrale 25); cette configuration est également illustrée à la figure 1 dans une position de balayage possible. La partie centrale 25 comporte quatre éléments, le premier anneau 26 en comporte vingt huit, le second anneau 27 en comporte cinquante deux et le troisième anneau 28 en comporte soixante douze.

Pour chaque séquence d'émission-réception ou tir, le système électronique de traitement doit donc d'abord sélectionner cent cinquante six éléments transducteurs voisins les uns des autres, pour chaque position des anneaux. La configuration d'anneaux occupe quatorze éléments transducteurs au voisinage du plan de symétrie précité, dans la direction de déplacement des anneaux. Par ailleurs, si le diamètre de la surface de couplage est de 30 mm (en supposant que celle-ci soit une demi-sphère) et si le pas de découpage des éléments transducteurs est de 1,5 mm, les deux tranches les plus proches du plan de symétrie auront une trentaine d'éléments. Le nombre de positions possibles de la configuration d'anneaux sera donc de seize.

En programmant une première loi de retards entre les différents anneaux (la partie centrale 25 étant assimilée à l'un d'eux), on peut obtenir une focalisation très directive avec un faisceau émis perpendiculairement à la surface de couplage à partir du centre de la configuration. Le calcul de ces retards est à la portée de l'homme du métier. Ils correspondent à la compensation des temps de propagation différents des ultrasons émis à partir d'anneaux différents situés dans des plans différents (puisque l'on peut considérer que chaque anneau est inscrit dans un même plan pour une surface de couplage sphérique) pour que le front d'ondes suivant la normale au centre de la configuration d'anneaux bénéficie d'une bonne concordance de phases, dans la direction de tir entre les contributions des différents anneaux. Ces retards sont de l'ordre de une à trois microsecondes. Ils sont donc technologiquement réalisables avec une bonne précision de l'ordre de dix nanosecon-

des. Ce sont les retards les plus importants qui doivent être mis en jeu. Le prix de revient des lignes à retards correspondantes n'est cependant pas prohibitif et de toutes façons ces lignes ne sont qu'en nombre limité (trois dans l'exemple décrit). Les retards sont appliqués à partir de l'anneau extérieur. Autrement dit, l'excitation de l'anneau extérieur (à l'émission) constitue la référence à partir de laquelle les différents retards sont décomptés avant l'excitation des anneaux suivants.

En considérant plus particulièrement la configuration d'anneaux de la figure 3, on peut aussi «affiner» la première loi de retards précitée en sélectionnant chaque anneau en deux temps, puisqu'ils ont une «largeur» correspondant à deux éléments transducteurs. On peut donc appliquer des retards différents aux éléments internes et externes de chaque anneau, ce qui revient à considérer que la configuration de la figure 3 comporte en fait six anneaux, bien que les formes de ces anneaux soient alors beaucoup plus approximatives, notamment près du centre. Il est aussi possible de faire varier le nombre d'anneaux en fonction de la profondeur de pénétration désirée et aussi de changer le nombre d'anneaux dans une même séquence de tir, entre l'émission et la réception.

Cependant, on a vu plus haut que le nombre de positions possibles de la configuration d'anneaux n'est que de seize dans l'exemple décrit. C'est pourquoi, dans chaque position des anneaux on peut réaliser un certain nombre de microangulations de part et d'autre de la normale. Ainsi, quatre microangulations à droite et quatre microangulations à gauche donnent huit lignes supplémentaires par position de la configuration d'anneaux. En augmentant ainsi le nombre des directions de tir, on peut obtenir une image de résolution bien plus fine. Dans l'exemple cette image peut alors être composée de cent quarante quatre lignes. Si on considère à nouveau la figure 3 dans laquelle la configuration d'anneaux est centrée sur un repère orthonormé x, y , où l'axe x' désigne la direction de balayage et où les différents éléments sont repérés par des chiffres 1, 2, 3, etc... positivement et par des chiffres 1', 2', 3', etc... négativement suivant cet axe et par des lettres A, B, C, etc... positivement et A', B', C', etc... négativement, suivant l'axe y' , l'ordre d'excitation des différents éléments pourra être le suivant, pour une microangulation «à gauche» en considérant le dessin:

Anneau 28:

B7 et B'7-A7 et A'7-D6 et D'6-C6 et C'6-B6 et B'6-A6 et A'6-F5 et F'5-E5 et E'5-D5 et D'5-C5 et C'5-F4 et F'4-E4 et E'4-G3 et G'3-F3 et F'3-G2 et G'2-F2 et F'2-G1 et G'1-F1 et F'1-G1' et G'1'-F1' et F'1'-G2' et G'2'-F2' et F'2'-G3' et G'3'-F3' et F'3'-F4' et F'4'-E4' et E'4'-F5' et F'5'-E5' et E'5'-D5' et D'5'-C5' et C'5'-D6' et D'6'-C6' et C'6'-B6' et B'6'-A6' et A'6'-B7' et B'7'-A7' et A'7'-

Anneau 27:

B5 et B'5-A5 et A'5-D4 et D'4-C4 et C'4-B4 et B'4-A4 et A'4-E3 et E'3-D3 et D'3-C3 et C'3-E2 et E'2-D2 et D'2-E1 et E'1-D1 et D'1'-E1' et E'1'-D1' et D'1'-E2' et E'2'-D2' et D'2'-E3' et E'3'-D3' et D'3'-C3' et C'3'-D4' et D'4'-C4' et C'4'-B4' et B'4'-A4' et A'4'-B5' et B'5'-A5' et A'5'-

Anneau 26:

B3 et B'3-A3 et A'3-C2 et C'2-B2 et B'2-A2 et A'2-C1 et C'1-B1 et B'1-C1' et C'1'-B2' et B'2'-A2' et A'2'-B3' et A'3'-A3' et A'3'-

Partie centrale 25:

A1 et A'1-A1' et A'1'.

Pour une microangulation «à droite» il y a lieu d'exciter les éléments dans l'ordre inverse. Les éléments sélectionnés simultanément sont ceux qui sont interconnectés dans la tête de sonde, comme indiqué précédemment.

On compte donc 35 retards pour l'anneau extérieur 28, 25 retards pour l'anneau 27, il retard pour l'anneau 26 et 1 pour la partie centrale 25, soit un total de 72 retards.

Les valeurs de ces retards dépendent de la microangulation désirée. On pourra donc avoir recours à un jeu de lignes à retard programmables et à une matrice de commutation permettant d'associer les éléments concernés (pour une configuration d'anneaux) aux retards qui leur sont affectés. Cet agencement sera décrit plus loin. Le calcul des retards est à la portée de l'homme du métier. Ceux-ci correspondent simplement à la compensation des temps de propagation différents des ultrasons émis à partir d'éléments différents pour que le front d'onde dans la direction de la microangulation désirée bénéficie d'une bonne concordance de phases entre les contributions des éléments transducteurs.

On va maintenant décrire un exemple possible d'appareil d'échographie susceptible de fonctionner avec la sonde décrite ci-dessus. Cet appareil comprend un premier groupe 30 de lignes à retard (il s'agit ici des quelques retards relativement importants, destinés à être appliqués entre les anneaux), une matrice de regroupement 31 pour associer les retards du groupe 30 aux différents anneaux, un second groupe 32 de lignes à retard programmables (au nombre de soixante douze selon l'exemple de la figure 3) et une matrice de commutation 33 interconnectée entre les lignes à retard du groupe 32 et les différents éléments transducteurs (regroupés symétriquement par paires) de la mosaïque. Le système comporte en outre un amplificateur sommateur 34 regroupant les signaux de réception aux sorties du groupe 30 de lignes à retard ainsi qu'à un accès indépendant de la matrice 31 (liaison 31a) correspondant à l'anneau extérieur auquel on n'applique pas de retard, à ce niveau. Un émetteur de signaux ultrasonores 35 est également connecté aux lignes à retard du groupe 30 et à la liaison 31a. Le système décrit utilise donc les lignes à retard et les matrices 31 et 33 aussi bien à l'émission qu'à la réception mais on pourrait envisager une variante où ces

matrices et lignes à retard ne seraient utilisées qu'à la réception et où les retards à l'émission seraient élaborés par une logique de commande couplée à une pluralité d'émetteurs, chaque émetteur étant directement connecté à une paire d'éléments transducteurs symétriques.

La matrice de commutation 33 peut être constituée d'un assemblage en cascade de multiplexeurs analogiques, tel que n'importe quelle paire d'éléments transducteurs de la mosaïque puisse être reliée à n'importe quelle ligne à retard du groupe 32. Si on reprend l'exemple précédent, la matrice 33 comportera 210 accès du côté de la sonde et 72 accès du côté du groupe 32 des lignes à retard. On pourra par exemple utiliser des groupements en cascade de multiplexeurs analogiques du type DG507, commercialisé par la firme SILICONIX. Chacun de ces boîtiers comporte 16 interrupteurs analogiques regroupés pour disposer de 16 entrées et d'une sortie commune. La commutation des interrupteurs est commandée par l'intermédiaire d'un décodeur intégré, à 5 entrées, recevant des informations numériques codées. Pour chaque accès du groupe 32 de lignes à retard, on pourra donc prévoir un premier étage de tels boîtiers en nombre suffisant pour être connectés à toutes les paires d'éléments transducteurs, regroupées par seize, et un second étage (un seul boîtier) regroupant sur ses entrées les sorties du premier étage, la sortie du second étage étant reliée à l'une des lignes à retard du groupe 32.

Ces dernières sont programmables, c'est-à-dire que la valeur des retards peut être modifiée. Une structure de base d'une telle ligne à retard est représentée à la figure 5. Elle se subdivise en deux lignes 36, 37 à sorties multiples (par exemple 8), chaque sortie correspondant à un retard prédéterminé. La ligne 36 fournit une gamme de retards «courts» tandis que la ligne 37 fournit une gamme de retards «longs». Deux multiplexeurs analogiques 38 et 39 à huit entrées et une sortie ont leurs entrées respectivement reliées aux sorties des lignes 36 et 37. La sortie du multiplexeur 38 est reliée à l'entrée de la ligne 37.

La structure de la matrice de regroupement 31 est très simple. Son rôle n'est en effet que de «reconnaître» les éléments appartenant aux différents anneaux. Il ne s'agit donc que d'une matrice statique de regroupement, qui détermine quatre groupes parmi les accès aux lignes à retard du groupe 32 et relie trois de ceux-ci aux trois lignes à retard du groupe 30, respectivement et le quatrième à l'amplificateur sommateur 34 et à l'émetteur d'ultrasons 35. Les lignes à retard du groupe 30 n'ont pas besoin d'être programmables.

Les retards sont programmés à chaque séquence d'émission-réception par l'addition d'une valeur de retard dans une ligne 36 et d'une valeur de retard dans une ligne 37; ceci pour chacune des 72 lignes à retard programmables du groupe 32. Ces valeurs de retard dépendent de la microangulation désirée. Le rôle de la matrice 33 est de sélectionner tous les éléments correspondant à une position donnée de la configuration d'an-

neaux sur la mosaïque et de les «associer» aux différents retards.

Pour cela l'appareil est complété par une mémoire-programme 40 (PROM) dans laquelle le programme d'adressage de la matrice 33 et du groupe de lignes à retard 32 est inscrit une fois pour toutes. Le séquençement de la lecture de cette mémoire est piloté par un microprocesseur 41 qui commande aussi le déclenchement de l'émetteur 35 (liaison de pilotage 42). L'amplificateur 34 réalise la sommation des signaux représentatifs des échos reçus et auxquels on a appliqué les mêmes lois de retard qu'à l'émission (focalisation à la réception). Les signaux de sortie de l'amplificateur 34 (sortie S) sont traités, notamment «fenêtrés» avant d'être utilisés en tant que signaux vidéo d'un récepteur de télévision sur lequel l'image est reconstituée ligne par ligne.

La mémoire 40 renferme tous les ordres d'adressage successifs de la matrice 33 et du groupe de lignes à retard 32, pour un balayage complet de la configuration d'anneaux à la surface de la sonde. Autrement dit, une séquence d'émission-réception est générée après positionnement des multiplexeurs analogiques de la matrice 33 sélectionnant une position de la configuration d'anneaux sur la mosaïque et après programmation des différentes lignes à retard du groupe 32, en fonction de la valeur de microangulation voulue. La matrice 33 reste dans cet état pendant 9 tirs (4 microangulations à droite, 4 microangulations à gauche et un tir normal à la surface). Les retards sont modifiés, toujours par lecture partielle de la mémoire 40, après chaque tir. Puis la mémoire 40 pilote la matrice de commutation 33 pour faire progresser la configuration d'anneaux dans le sens du balayage, d'une distance correspondant à la largeur d'un élément transducteur et la séquence de microangulations recommence. Ces opérations se renouvellent jusqu'à l'acquisition complète d'une image de 144 lignes, en un balayage complet.

Revendications

1. Sonde d'échographie, à usage médical comportant une mosaïque d'éléments transducteurs (13) recouvrant au moins une partie d'une surface de couplage (12) caractérisée en ce que cette surface est convexe.

2. Sonde d'échographie selon la revendication 1; caractérisée en ce que ladite surface de couplage (12) convexe est une calotte sphérique.

3. Sonde d'échographie selon la revendication 1 ou 2, caractérisée en ce qu'elle est constituée par l'assemblage côte à côte de tranches (17) comportant chacune une rangée courbe d'éléments transducteurs (13), lesdites tranches ayant des rayons de courbure moyens différents.

4. Sonde d'échographie selon la revendication 3, caractérisée en ce que deux conducteurs sont respectivement fixés latéralement sur deux flancs de chaque élément transducteur (13) et en ce que les conducteurs des transducteurs symétriques par rapport à un plan de symétrie de ladite surface concave sont interconnectés de façon que lesdits

transducteurs soient branchés en parallèle ou en série.

5. Sonde selon la revendication 3 ou 4, caractérisée en ce que deux circuits imprimés (20) portant des conducteurs individualisés (21) sont fixés latéralement de part et d'autre de chaque tranche de façon que, pour chaque élément transducteur, deux conducteurs appartenant à des circuits imprimés différents soient en contact avec des flancs dudit élément transducteur.

6. Procédé de fabrication d'une sonde d'échographie, caractérisé en ce qu'il consiste notamment:

— à mouler un support isolant (15) à la surface interne d'un bloc de matériau piézo-électrique (14) présentant une surface externe convexe,

— à découper des tranches (17) de largeur sensiblement constante dans l'ensemble formé par ledit bloc de matériau piézo-électrique et ledit support isolant,

— à couper partiellement lesdites tranches à intervalles réguliers suivant des directions perpendiculaires à leur surface courbe convexe, en sectionnant à chaque fois la totalité dudit matériau piézo-électrique de façon à définir une rangée courbe d'éléments transducteurs individualisés dans chaque tranche,

— à fixer de chaque côté de chaque tranche un circuit imprimé (20) comportant autant de conducteurs individualisés (21) qu'il y a d'éléments transducteurs dans ladite tranche, de façon que chaque conducteur soit en contact avec un flanc d'élément transducteur, et,

— à réunir et fixer côte à côte lesdites tranches dans un ordre propre à reconstituer une mosaïque d'éléments transducteurs répartis sur une surface convexe.

7. Procédé de fabrication d'une sonde d'échographie, caractérisé en ce qu'il consiste notamment:

— à individualiser des tranches de matériau piézo-électrique courbes de largeur sensiblement constante, les rayons de courbure moyens de ces tranches étant différents et tels que l'ensemble de ces tranches accolées puissent reconstituer sensiblement une surface externe convexe,

— à mouler un support isolant à la surface interne concave de chaque tranche,

— à couper partiellement lesdites tranches, à intervalles réguliers suivant des directions perpendiculaires à leur surface courbe convexe en sectionnant à chaque fois la totalité dudit matériau piézo-électrique de façon à définir une rangée courbe d'éléments transducteurs individualisés dans chaque tranche,

— à fixer de chaque côté de chaque tranche un circuit imprimé comportant autant de conducteurs individualisés qu'il y a d'éléments transducteurs dans ladite tranche de façon de chaque conducteur soit en contact avec un flanc d'élément transducteur, et

— à réunir et fixer côte à côte lesdites tranches dans un ordre propre à reconstituer une mosaïque d'éléments transducteurs répartis sur une surface convexe.

8. Appareil d'échographie du type médical comportant une sonde à transducteurs fixes, répartis en une mosaïque d'éléments transducteurs (13) définissant une surface de couplage caractérisé en ce que cette surface est convexe, et en ce qu'il comprend en outre des moyens de commutation (31, 33) pour regrouper sélectivement (31) des éléments transducteurs (13) en une configuration définissant approximativement des anneaux centrés sur un axe de tir et pour déplacer (33) ladite configuration suivant un balayage angulaire alternatif de cet axe et des premiers moyens (30) pour associer une première loi de retards aux différents anneaux.

9. Appareil d'échographie selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'il comporte des seconds moyens (32) pour associer des lois de retards supplémentaires aux différents éléments transducteurs de chaque anneau.

Patentansprüche

1. Echographiesonde für medizinische Anwendungen, mit einem Mosaik von Wandlerelementen (13), welche wenigstens einen Teil einer Koppeloberfläche (12) bedecken, dadurch gekennzeichnet, dass diese Oberfläche konvex ist.

2. Echographiesonde nach Anspruch 1; dadurch gekennzeichnet, dass die genannte konvexe Koppeloberfläche (12) eine Kugelschale ist.

3. Echographiesonde nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass sie gebildet ist durch ein Zusammensetzen Seite an Seite von Abschnitten (17), die jeweils eine gekrümmte Reihe von Wandlerelementen (13) enthalten, wobei die genannten Abschnitte verschiedene mittlere Krümmungsradien aufweisen.

4. Echographiesonde nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass zwei Leiter jeweils seitlich an zwei Flanken jedes Wandlerelementes (13) befestigt sind und dass die Leiter von Wandlern, die symmetrisch in bezug auf eine Symmetrieebene die konkaven Oberfläche liegen, so geschaltet sind, dass die genannten Wandler parallel oder in Reihe geschaltet sind.

5. Sonde nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass zwei gedruckte Schaltungen (20), die individualisierte Leiter (21) tragen, seitlich beiderseits jedes Abschnittes so befestigt sind, dass für jedes Wandlerelement zwei Leiter, die zu verschiedenen gedruckten Schaltungen gehören, in Berührung mit Flanken des genannten Wandlerelementes sind.

6. Verfahren zur Herstellung einer Echographiesonde, dadurch gekennzeichnet, dass es insbesondere darin besteht:

- dass ein isolierender Träger (15) auf der Innenoberfläche eines Blocks aus piezoelektrischem Material (14) aufgeformt wird, welcher eine konvexe Aussenoberfläche aufweist,
- dass Abschnitte (17) einer Breite abgeschnitten werden, die im wesentlichen konstant ist in der Menge, welche durch diesen Block aus piezoelektrischem Material und dem genannten isolierenden Träger gebildet ist,

- dass die genannten Abschnitte in regelmäßigen Abständen teilweise eingeschnitten werden entlang Richtungen, die senkrecht zu ihrer konvexen Krümmungsoberfläche sind, indem jeweils durch die Gesamtheit des piezoelektrischen Materials hindurchgeschnitten wird, so dass eine gekrümmte Reihe von individualisierten Wandlerelementen in jedem Abschnitt gebildet wird,

- dass auf jeder Seite jedes Abschnittes eine gedruckte Schaltung (20) befestigt wird, welche ebenso viele individualisierte Leiter (21) enthält, wie Wandlerelemente in dem genannten Abschnitt vorhanden sind, so dass jeder Leiter in Berührung mit einer Flanke eines Wandlerelementes ist, und

- dass die genannten Abschnitte Seite an Seite aneinandergesetzt und befestigt werden in einer geeigneten Reihenfolge, um ein Mosaik von Wandlerelementen zu rekonstruieren, welche auf einer konvexen Oberfläche verteilt sind.

7. Verfahren zur Herstellung einer Echographiesonde, dadurch gekennzeichnet, dass es insbesondere darin besteht:

- dass gekrümmte Abschnitte aus piezoelektrischem Material von im wesentlichen konstanter Breite individualisiert werden, wobei die mittleren Krümmungsradien dieser Abschnitte verschieden und so sind, dass die Gesamtheit dieser aneinander angeordneten Abschnitte im wesentlichen eine konvexe Aussenoberfläche rekonstruieren kann,

- dass ein isolierender Träger auf der konkaven Innenoberfläche jedes Abschnittes aufgeformt wird,

- dass die genannten Abschnitte teilweise in regelmässigen Abschnitten in Richtungen eingeschnitten werden, die senkrecht zu ihrer konvexen gekrümmten Oberfläche sind, indem jeweils durch die Gesamtheit des piezoelektrischen Materials hindurchgeschnitten wird, so dass eine gekrümmte Reihe von individualisierten Wandlerelementen in jedem Abschnitt gebildet wird,

- dass auf jeder Seite jedes Abschnittes eine gedruckte Schaltung befestigt wird, die ebenso viele individualisierte Leiter enthält, wie Wandlerelemente in dem genannten Abschnitt vorhanden sind, so dass jeder Leiter in Berührung mit einer Flanke eines Wandlerelementes ist, und

- dass die genannten Abschnitte Seite an Seite zusammengesetzt und miteinander verbunden werden in einer Reihenfolge, die geeignet ist, um ein Mosaik von Wandlerelementen zu rekonstruieren, welche über eine konvexe Oberfläche verteilt sind.

8. Echographiegerät vom medizinischen Typ mit einer Sonde, die feste Wandler aufweist, welche als Mosaik von Wandlerelementen (13) verteilt sind, die eine Koppeloberfläche bilden, dadurch gekennzeichnet, dass diese Oberfläche konvex ist und dass es ferner Umschaltmittel (31, 33) enthält, um selektiv (31) Wandlerelemente (13) in einer Konfiguration zu gruppieren, durch welche annähernd Ringe gebildet werden, die auf einer Sendeachse zentriert sind, und um die genannte Konfiguration durch eine alternierende Winkelverschwenkung um diese Achse zu bewe-

13

0 150 634

14

gen (33), sowie erste Mittel (30) enthält, um den verschiedenen Ringen ein erstes Verzögerungsgesetz zuzuordnen.

9. Echographiegerät nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass es zweite Mittel (32) umfasst, um zusätzliche Verzögerungsgesetze den verschiedenen Wandlerelementen jedes Ringes zuzuordnen.

Claims

1. Echographic probe for medical use, comprising an array of transducer elements (13) at least partially covering a coupling surface (12), characterized in that this surface is convex.

2. Echographic probe according to claim 1; characterized in that said convex coupling surface (12) is a spherical dome.

3. Echographic probe according to claims 1 or 2, characterized in that it is made up of a side by side assembly of sections (17) each comprising a curved row of transducer elements (13), said sections having different radii of curvature.

4. Echographic probe according to claim 3, characterized in that two conductors are respectively laterally fixed on two flanges of each transducer element (13) and in that the conductors of transducers lying symmetrically with respect to a symmetry plane of said concave surface are interconnected in such a manner that said transducers are connected in parallel or in series.

5. Probe according to claims 3 or 4, characterized in that two printed circuits (20) carrying individualized conductors (21) are laterally fixed on both sides of each section in such a manner that for each transducer element two conductors belonging to different printed circuits are contacting flanges of said transducer elements.

6. Method of producing an echographic probe, characterized in that it consists, in particular, in:

- molding an insulating carrier (15) on the inner surface of a block of piezoelectric material (14) having an outer convex surface,
- cutting sections (17) of substantially constant width from the unit formed by said block of piezoelectric material and said insulating carrier,
- partially cutting into said sections at regular intervals along directions perpendicular to their convex curved surface, each time by cutting through the entire piezoelectric material in a manner to define a curved row of individualized transducer elements in each section,

- fixing on each side of each section a printed circuit (20) carrying as many individualized conductors (21) as transducer elements are provided in said section, in such a manner that each conductor contacts a flange of a transducer element, and

- joining and fixing said sections side by side in an order appropriate to constitute an array of transducer elements distributed on a convex surface.

7. Method of producing an echographic probe, characterized in that it consists, in particular, in:

- individualizing curved sections of piezoelectric material and of substantially constant width, the mean radii of curvature of these sections being different and such that the side by side assembly of these sections can substantially constitute an outer convex surface,

- molding an insulating carrier on the inner concave surface of each section,

- partially cutting these sections at regular intervals along directions perpendicular to their convex curved surface, each time by cutting through the entire piezoelectric material in a manner to define a curved row of individualized transducer elements in each section,

- fixing on each side of each section a printed circuit having as many individualized conductors as there are transducer elements in said section so that each conductor contacts one flange of a transducer element, and

- side by side joining and fixing said sections in an order appropriate to constitute an array of transducer elements distributed on a convex surface.

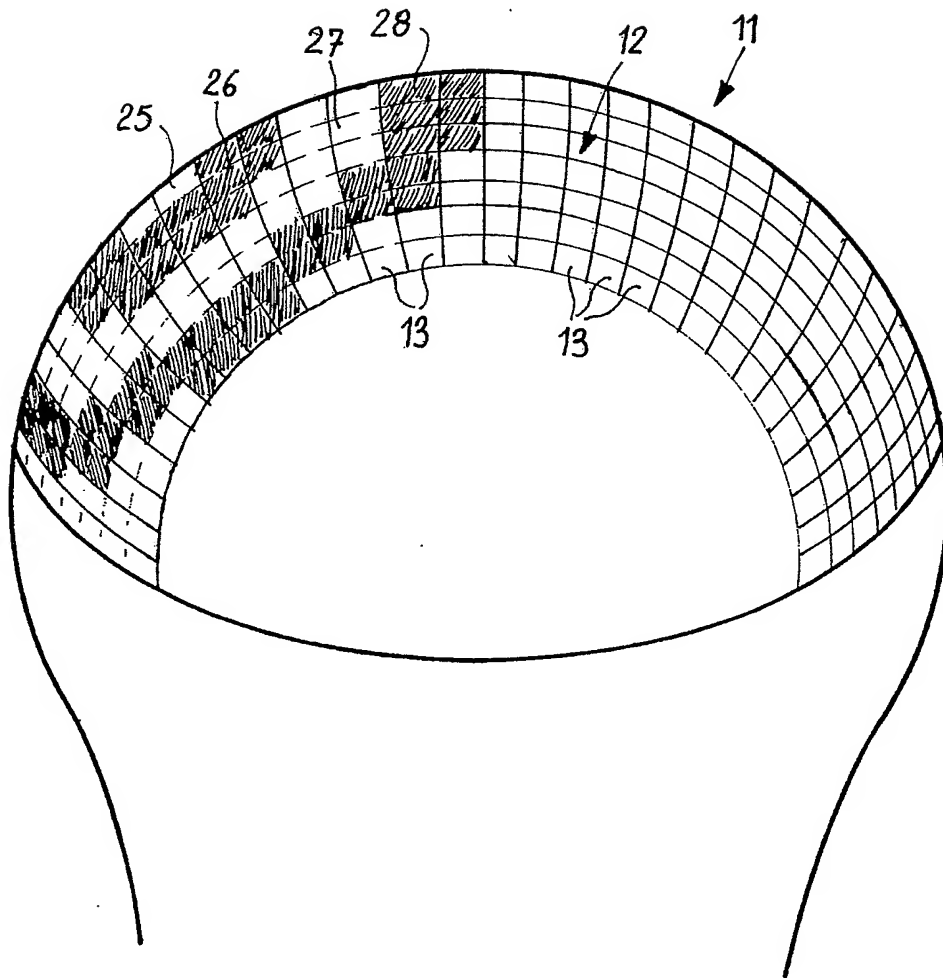
8. Echographic apparatus of medical type comprising a probe with fixed transducers distributed as an array of transducer elements (13) defining a coupling surface, characterized in that this surface is convex, and in that further comprises switching means (31, 33) for selectively (31) grouping transducer elements (13) in a configuration approximately defining rings centered on a shot axis, and to displace (33) said configuration according to an angular alternative scanning of this axis, and first means (30) for associating a first law of delays with the different rings.

9. Echographic apparatus according to claim 8, characterized in that it comprises second means (32) for associating supplementary laws of delays to the different transducer elements of each ring.

0 150 634

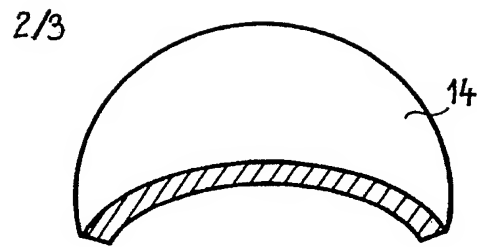
1/3

FIG_1

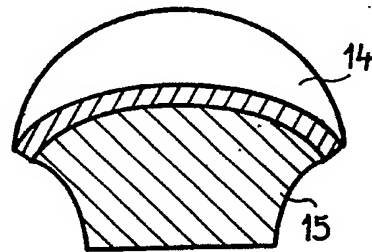


0 150 634

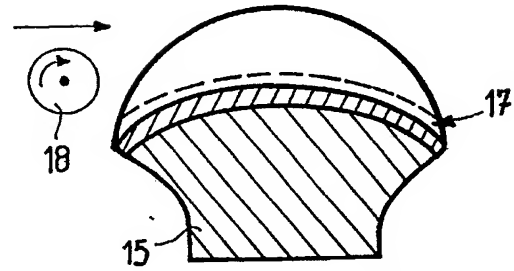
FIG_2-a



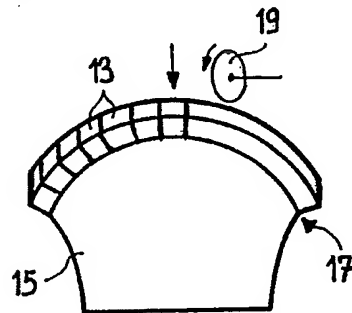
FIG_2-b



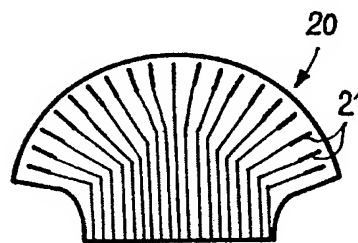
FIG_2-c



FIG_2-d



FIG_2-e



0 150 634

